

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 01-262839

(43)Date of publication of application : 19.10.1989

(51)Int.Cl.

A61B 5/14

G01J 3/42

G01N 21/27

(21)Application number : 63-305842

(71)Applicant : BOC GROUP INC:THE

(22)Date of filing : 02.12.1988

(72)Inventor : JOHNSON ERIC N

(30)Priority

Priority number : 87 127835

Priority date : 02.12.1987

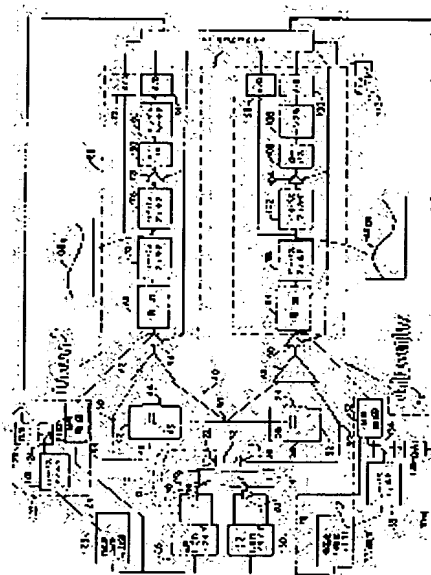
Priority country : US

(54) FREQUENCY DIVIDED MULTIPLEX TYPE BLOOD COMPONENT MONITOR

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide a frequency divided multiplex type blood component monitor, making possible to monitor the level of an in vivo blood component by composing so that a light having a plurality of wave-lengths is generated and the generated light is irradiated to a body, and the light penetrated into the body is received, and more than one light detecting means indicating strength of light penetrated in provided.

CONSTITUTION: Device comprises a clip 12 for putting on a patient's fingers, a frequency generator of transmitting wave 24, drive 26 of red color light-emitting diode (LED) 8. The red color LED 18 is driven so as to continuously irradiate a red color light under a luminous intensity to be changed in a range of a first frequency of transmitting wave. On the other hand, a frequency generator of transmitting wave 28, a drive 30 of LED for information retrieval (IR) and an LED 20 for emitting IR are driven so as to continuously irradiate ultraviolet rays under a predetermined luminous intensity to be changed in a range of a second frequency of transmitting wave. A microprocessor 74 is composed of receiving various digital voltages from a digital/analog (D/A) convertor, thus an oxygen level in a patient's blood is determined from these digital voltage values.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

BEST AVAILABLE COPY

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平1-262839

⑤ Int. Cl.⁴ 識別記号 庁内整理番号 ⑬ 公開 平成1年(1989)10月19日
 A 61 B 5/14 3 1 0 7831-4C
 G 01 J 3/42 Z-8707-2G
 G 01 N 21/27 Z-7458-2G 審査請求 有 請求項の数 19 (全13頁)

⑭ 発明の名称 周波数分割マルチプレクス式の血液成分監視装置及び方法

⑮ 特 願 昭63-305842

⑯ 出 願 昭63(1988)12月2日

優先権主張 ⑰ 1987年12月2日 ⑱ 米国(US) ⑲ 127835

⑳ 発 明 者 エリック エヌ ジョ アメリカ合衆国 コロラド州 80301 ボールダー ガン
 ソン パーレル アベニュー 5902エイ

㉑ 出 願 人 ザ ビーオーシー グ アメリカ合衆国 ニュージャージー州 07645 モントベ
 ループ インコーポレ イル チェスナット リツヂ ロード 85番
 ーテッド

㉒ 代 理 人 弁理士 中 村 稔 外7名

明 細 書

1. 発明の名称

周波数分割マルチプレクス式の血液成分監視
 装置及び方法

2. 特許請求の範囲

(1) 身体部位内の血液成分のレベルを監視す
 る装置において、

a) 複数の波長の光を放射しそしてこの放射
 した光を上記身体部位に向けるための発光手段と、

b) 上記発光手段から上記身体部位を透過し
 た光を検出しそしてこの検出した光の強度を衰
 わす少なくとも1つの光検出器信号を発生するた
 めの光検出器手段と、

c) 上記発光手段によって放射される各々の
 上記波長の光の振幅を別々の搬送波周波数にお
 いて変え、それにより、上記少なくとも1つの光
 検出器信号が上記波長の1つにおける上記身体部
 位の光透過度に関連した情報を保持する成分を各
 々の上記搬送波周波数ごとを含むようにする搬送
 波周波数手段と、

d) 上記少なくとも1つの光検出器信号を周
 波数で分割して上記別々の搬送波周波数における
 成分を互いに分離するための分離手段と、

e) 上記分離された成分から上記血液成分の
 レベルを決定するための解読手段とを具備するこ
 とを特徴とする装置。

(2) 上記分離手段は、上記搬送波周波数の1
 つに各々関連した複数のフィルタを備え、各フィ
 ルタは、それに関連した搬送波周波数の信号成分
 を通すが他の全ての上記搬送波周波数の信号成分
 は除去するよう構成された請求項1に記載の装置。

(3) 各々の上記フィルタは当該搬送波周波数
 を取り替く一定のパスバンドを有し、そして各々
 の上記フィルタは、本質的にパスバンド内の信号
 成分より成るフィルタされた信号を発生するよう
 に構成される請求項2に記載の装置。

(4) 上記搬送波周波数を上記パスバンド内に
 もっていくように上記搬送波周波数手段又は上記
 フィルタを調整する同調手段を更に備えた請求項
 3に記載の装置。

特開平1-262839 (2)

(5) 各々の上記フィルタはそのパスバンド内の共振周波数を有し、上記同調手段は、上記搬送波周波数を上記共振周波数に合致させるように上記搬送波周波数手段又は上記フィルタを調整する手段を備えている請求項4に記載の装置。

(6) 上記同調手段は、各々の上記フィルタにおける位相ずれを検出しそしてこの位相ずれを最小にするように上記搬送波周波数手段又はフィルタを調整するための手段を備えている請求項5に記載の装置。

(7) 上記フィルタされた信号の各々を個々に増幅するための増幅手段を更に備え、上記フィルタは、増幅を介在することなく上記光検出器手段に接続される請求項3に記載の装置。

(8) 上記発光手段は、全ての上記波長で同時に発光するように作動し、これにより、上記少なくとも1つの光検出器信号は全ての上記周波数の成分を同時に含む請求項1に記載の装置。

(9) 上記解読手段は、上記波長の各々に関連した別々の信号処理チャンネルを含み、上記分離

手段は、各々の上記搬送波周波数における上記光検出器信号の成分を別々の上記信号処理チャンネルに送り込む手段を含み、各々の上記信号処理チャンネルは、その信号処理チャンネルに送られた信号成分を復調して、上記波長の該当する1つにおける上記身体部位の光透過度を表わす透過度信号を復調させるための手段を備えている請求項8に記載の装置。

(10) 上記解読手段は、上記透過度信号の交流及び直流成分を決定しそしてこれらの交流及び直流成分から上記血液成分のレベルを計算するための手段を含んでいる請求項9に記載の装置。

(11) 上記分離手段は、上記搬送波周波数の1つに各々関連した複数のフィルタを含み、各々のフィルタは、当該搬送波周波数の信号成分を通すが他の全ての搬送波周波数の信号成分は除去するように構成され、各々のフィルタは、そのフィルタを通過した信号がそれに接続された信号処理チャンネルへ供給されるように信号処理チャンネルの1つに接続される請求項10に記載の装置。

(12) 各々の上記フィルタとそれに関連した信号処理チャンネルとの間に接続された前端増幅器を更に備えた請求項11に記載の装置。

(13) 身体部位内の血液成分のレベルを監視する方法において、

a) 複数の波長の光を放射しながら各波長の上記放射される光の振幅を別々の搬送波周波数において変調しそして上記放射された光を上記身体部位に向け、

b) 発光手段から上記身体部位を透過した光を検出し、この検出された光の強度を表わす少なくとも1つの光検出器信号を発生し、これにより、上記少なくとも1つの光検出器信号が、上記波長の1つにおける上記身体部位の光透過度に関連した情報を保持する成分を各々の上記搬送波周波数ごとに含むようにし、

c) 上記少なくとも1つの光検出器信号を周波数で分割して上記別々の搬送波周波数における成分を互いに分離し、そして

d) 上記分離された成分から上記血液成分の

レベルを決定するという段階を具備することを特徴とする方法。

(14) 上記分割段階は、上記少なくとも1つの光検出器信号を複数のフィルタに通して各々のフィルタが上記搬送波周波数の1つにおける信号成分は通すが他の全ての搬送波周波数における信号成分は除去するようにすることにより実行される請求項10に記載の方法。

(15) 上記各々のフィルタは、そのフィルタに関連した搬送波周波数を取り巻く一定のパスバンドを有しており、上記方法は、更に、各々の上記フィルタのパスバンド以外の信号成分を除去して、本質的にそのフィルタのパスバンド内の信号成分より成るフィルタされた信号を各々のフィルタから発生するという段階を含んでいる請求項11に記載の方法。

(16) 各々の搬送波周波数をそれに関連したフィルタのパスバンド内にもっていくように上記搬送波周波数又は上記フィルタのパスバンドを調整する段階を更に備えた請求項15に記載の方法。

特開平1-262839 (3)

(17) 上記少なくとも1つの光検出器信号は増幅されずに上記フィルタへ送られ、上記方法は、更に、各々の上記フィルタされた信号を増幅する段階を具備する請求項16に記載の方法。

(18) 上記発光段階は、全ての上記波長の光を同時に放射する段階を含む請求項13に記載の方法。

(19) 上記決定段階は、各々の上記増幅されたフィルタされた信号を復調して上記波長の1つにおける上記身体部位の透過度を表わすベースバンド信号を復調しそして各々の上記ベースバンド信号の交流及び直流成分を決定するという段階を含む請求項13に記載の方法。

る。米国特許第4,407,290号に開示されたように、この目的に用いる酸素計は、赤色及び赤外線発光ダイオードと、光検出器とを備えている。これらの発光ダイオード及び光検出器は、典型的に、耳たぶや指先のような身体部位に取り付けるように構成されたプローブに組み込まれ、発光ダイオードからの光が身体部位を通して光検出器へ送られるようになっている。赤色及び赤外線の発光ダイオードは、脈拍周波数よりも遙かに高いスイッチング周波数で交互にオン及びオフを繰り返すようにスイッチングされる。光検出器によって発生された信号は、人体部位を透過する赤色の光及び赤外線の光を表わす交互の部分を含んでいる。これらの交互の部分は、赤色/赤外線のスイッチング動作と同期して作動するサンプリング装置によって分離され、人体部位の赤色光透過及び赤外光透過を表わす別々のチャンネルに別々の信号を発生する。これらの別々の信号は増幅されそしてローパスフィルタに通されて、上記スイッチング周波数又はそれ以上の信号成分が除去さ

3. 発明の詳細な説明

産業上の利用分野

本発明は、生物の血液中の成分レベルを監視するための装置及び方法に係る。

従来の技術

血液中の或る成分は、血液が種々の波長の光をどの程度吸収するかに影響を及ぼす。例えば、血液中の酸素はヘモグロビンと結合して酸素ヘモグロビンを形成する。酸素ヘモグロビンは、赤色領域の光よりも赤外線領域の光を強力に吸収し、一方、ヘモグロビンはその逆の特性を示す。それ故、酸素ヘモグロビンの濃度が高く且つヘモグロビンの濃度が低い高酸素量の血液は、赤色領域における光透過度と赤外線領域における光透過度との比が高い傾向となる。赤色波長と赤外線波長における血液の光透過度の比は、酸素飽和度の尺度として用いることができる。

これまで、この原理は、酸素計において、生物、例えば、外科手術を受けている患者の身体中の血液の酸素飽和度を監視するのに利用されてい

れた後、その特定の波長対時間における身体部位の光透過度の座標点を表わす。

身体部位における血液の量は、身体における血液の脈拍流と共に変化するもので、上記の各々の信号は、血液による光吸収のみによって生じて身体脈拍周波数即ち心拍数で変化する交流成分を含んでいる。又、このような各信号は、その他の吸収、例えば、身体部位の血液以外の組織による吸収に関連した不変成分即ち直流成分も含んでいる。上記の米国特許第4,407,290号に開示されたような公知の数学式によれば、血液中の酸素飽和度は、これら信号の交流及び直流成分の大きさから導出することができる。

又、前記特許に開示されたように、その同じ一般的な構成を用いて、酸素以外の血液の成分、例えば、二酸化炭素、一酸化炭素（カルボキシヘモグロビンのような）及び又は血糖を監視することができる。但し、これらの他の成分が血液の光学特性に或る程度の影響を及ぼす場合に限る。

この形式の測定装置及び方法は、医療の分野

特開平1-262839 (4)

で広く利用されている。然し乍ら、信号サンプリング装置を、交互の赤及び赤外線放射を与えるように用いられるスイッチング装置と正確に同期させねばならない。この同期を維持するのに必要な回路は、装置のコスト及び複雑さを増すものである。更に、各波長における光透過度を表す信号は当然不連続なものとなる。

更に、このような装置及び方法は、光検出器に入射する周囲光線による障害を受けている。光検出器の信号を増幅した後には有用な信号成分を増幅するのに用いられる装置には、周囲光線により生じた成分を打ち消すための回路が設けられている。一般に、これらの回路は、両方の発光ダイオードがオフであるときに光検出器に入射する全ての光が周囲光線となるようなインターバル中の増幅された光検出器信号を表わす「暗電流」信号を得るように動作する。この暗電流値を使用して、赤外線及び赤色光線を表わす信号の周囲光線成分を打ち消すことができる。

発明が解決しようとする課題

電磁障害及び周囲光線障害の問題に対する新たな解決策が、本発明と同日に出願された「血液パラメータ監視装置及び方法」と題するアラン・ディーン・マーチン氏の米国特許出願に開示されている。該特許出願を参考としてここに取り上げる。該特許出願に開示されたように、発光ダイオードのような発光手段によって放射された光は、1つ以上の搬送波周波数において変えられる。それ故、光検出器信号は、1つ以上の搬送波周波数において1つ以上の成分を含んでおり、これらの成分は、発光手段から患者の身体部位を透過した光を表わす。光検出器信号を好ましくは増幅の前に変更して、搬送波周波数の1つ以上の成分と他の信号成分との比を高めるための変更手段が設けられている。典型的に、この変更手段は、使用する1つ以上の搬送波周波数において共振する受動的な共振回路のようなフィルタを備えている。この共振回路は、1つ以上の搬送波周波数における信号成分のみを通し、その他の成分を実質的に減衰するように構成されている。又、変更手段は、

この解決策は、周囲光線による障害の問題に対して部分的な解決しか与えない。暗電流による打ち消し回路は、装置を複雑にすると共にコストを増加させる。又、周囲光線信号は、光検出器に接続された最初の即ち前端的増幅器を飽和し即ちそれに過負荷を与え、増幅器の出力に予想できない変動を招く。前端的増幅器のこの飽和を防ぐために、その利得を制限することができるが、これでは、その後続段の利得を高くするか又はより多数の増幅段を設けるか或いはその両方にすることが必要となる。光検出器に到達する周囲光線の量を制限するためにバッフルが使用されているが、これらのバッフルは、複雑さ及びコストを更に増すだけでなく、部分的な有効性しか与えない。

更に、光検出器及び/又はそのリードに容量的又は誘導的に接続される電磁障害によって前端的増幅器が飽和したり或いはスプリアスな信号が発生したりする。このような障害から光検出器及びリードを保護するのに用いるシールドも、コストや複雑さやかさを増すことになる。

周囲光線による信号の成分を効果的に除去すると共に、典型的な電磁障害信号も効果的に除去する。従って、前端的増幅器がこれらのスプリアスな信号成分によって過負荷を受けることはない。又、周囲光線成分は変更手段によって効果的に除去されるので、装置は個別の「暗電流」補償回路を組み込む必要がなくなる。

然し乍ら、前記のマーチン氏の特許出願に開示された好ましい装置は、時分割マルチプレクシング機構を用いている。従って、種々の波長の光が所定のスイッチング周波数において一連の交互のバーストとして送られ、各バースト内の光は、1つ以上の搬送波周波数において振幅が変化する。上記変更手段又は共振回路からの変更された光検出器信号は上記種々の波長において交互の光バーストに対応する所定の時間にサンプリングされ、このサンプリング手順によって各波長における光透過度を表わす信号が効果的に分離される。従って、この構成では、スイッチング回路、サンプリング回路及びタイミング回路が必要である。

特開平1-262839 (5)

そこで、医療用酸素計のような血液成分監視装置では更に一層の改良を加えることが強く要望されている。

課題を解決するための手段

本発明は、これらの要望に向けられた装置及び方法を提供する。

本発明の1つの特徴による装置は、複数の波長の光を発生してその発生した光を身体部位に向けるための発光手段を具備している。この発光手段から身体部位を透過した光を受光してその透過した光の強度を表わす1つ以上の光検出器信号を発生するための光検出器手段が設けられている。上記発光手段及び光検出器手段は、各々、発光ダイオードと、ホトダイオードである。

上記発光手段により種々の搬送波周波数で放射された各波長の光の強度を変更して、別々の搬送波周波数を各々の波長に関連させるための搬送波周波数手段が設けられている。上記発光手段によって放射されて身体部位を透過した各波長の光はそれに関連した搬送波周波数で変化する。

る。本発明の好ましい特徴によれば、上記発光手段は、全ての種々の波長の光を同時に放射する。各波長の光は測定動作中に実質的に連続的に放射され、上記搬送波周波数手段によって課せられた繰り返しの振幅又は強度変更のみを受けるだけである。

好ましくは、上記分離手段は、各搬送波周波数ごとに1つずつ複数のフィルタを備えており、各フィルタは、主として当該搬送波周波数の信号成分より成るフィルタされた出力信号を発生するように構成される。従って、上記フィルタは、周回光線及び電磁障害による信号を除去するのに加えて、種々の搬送波周波数成分を互いに分離する。本発明の広い観点によれば、上記分離手段は、光検出器信号が予め増幅されるか又は処理される前又は後に該信号に対して作用を及ぼすことができる。然し乍ら、上記分離手段のフィルタは、光検出器手段と最初の増幅段との間に接続されるのが好ましい。従って、これらフィルタは、1つ又は複数の光検出器信号を予め増幅せずに光検出器手

1つ又は複数の光検出器信号も種々の搬送波周波数の成分を含んでいる。各搬送波周波数における光検出器信号の成分は、身体部位を透過した当該波長の光を表わす。従って、各搬送波周波数の成分は、発光手段によって放射された当該波長における身体部位の光吸収度もしくは光透過度に関連した情報を保持する。典型的に、各搬送波周波数における成分の振幅は、その当該波長における身体部位の光透過度に基づいて変化する。

1つ又は複数の光検出器信号を周波数で分割して種々の搬送波周波数の成分を互いに分離するための手段が設けられている。種々の搬送波周波数の成分をこのように分離することは、種々の波長における光透過度を表わす信号を分離するように働く。これらの分離された信号から監視されるべき血液成分のレベルを決定するための解読手段が設けられている。種々の波長における光透過度を表わす信号はそれらの各々の搬送波周波数に基づいて分離されるので、これまで用いられていた時分割マルチプレクス構成を除去することができ

段から直接受け取る。個々の増幅器が個々のフィルタに関連されて、各増幅器が1つのフィルタから出力信号を受け取り、ひいては、1つの搬送波周波数における信号成分を受け取るようになってい。この構成においては、フィルタがスプリアス信号成分による前増幅器の過負荷を防止する。能動的なフィルタを用いてもよいし受動的なフィルタを用いてもよいが、受動的なフィルタが好ましく、各フィルタは誘導性/容量性回路網を組み込んでいるのが好ましい。搬送波周波数とフィルタの共振周波数とを合致させるように搬送波周波数手段、フィルタ又はその両方を調整するための同調手段が設けられているのが好ましい。

上記解読手段は、典型的に、1つの搬送波周波数、ひいては、1つの波長に各々関連された別々の信号処理チャンネルを含んでいる。各々のこのようなチャンネルは、典型的に、当該波長対時間における光透過度の変化を表わすベースバンドもしくは非変調信号を復調させるように搬送波周波数信号を復調するための手段を含んでいる。各

特開平1-262839 (6)

々のこのようなベースバンド信号の交流及び直流成分を復帰させるための適当な手段が設けられている。又、上記解読手段は、種々の波長に対する光透過度信号の交流及び直流成分から血液中の成分レベルを計算するための手段も含むのが好ましい。

本発明の更に別の特徴は、血液中の成分レベルを監視するための方法も含む。これらの方法は、上記した機能に対応する段階を用いているのが好ましい。

本発明の上記及び他の目的、特徴並びに効果は、添付図面に関連した好ましい実施例の以下の詳細な説明から充分に理解されよう。

実施例

本発明の一実施例による装置は、指先14のような身体部位に取り付けられるクリップ12を含んだプローブ10を備えている。赤色の発光ダイオード即ち「LED」18と、赤外線発光ダイオード20を含む発光手段がクリップ12に取り付けられる。この場合にはホトダイオードである

光検出器22もクリップ12に取り付けられる。これらの部品は、クリップ12が身体部位に固定されたときに、LED18及び20からの光が身体部位を透過して光検出器22に入射するように配置される。

第1搬送波周波数発生器24は、第1の周波数レンジ内の第1の搬送波周波数において実質的に連続的な信号を発生するように構成される。この搬送波周波数発生器24は、入力25に送られる制御信号にตอบสนองして上記第1周波数レンジ内で第1搬送波周波数を調整する。搬送波周波数発生器24は、赤色LEDドライブ回路26に接続され、該回路は次いで赤色LED18に接続される。搬送波周波数発生器24及びドライブ回路26は、ドライブ回路26によってLED18に加えられる電力、ひいては、LED18によって発生される光の強度が搬送波周波数信号に基づいて変化するように構成される。従って、赤色光線の強度は、第1の搬送波周波数で繰り返し増減する。

第2の搬送波周波数発生器28は、赤外線LED

回路30に接続され、該回路は、次いで、赤外線発光ダイオード20に接続される。これらの部品は、各々第1の搬送波周波数発生器24及び赤色LEDドライブ回路26と同様である。然し乍ら、第2の搬送波周波数発生器28は、上記第1の周波数レンジとは異なる第2の搬送波周波数レンジ内で作動し、入力25に送られた制御信号にตอบสนองしてこの第2のレンジ内で第2の搬送波周波数を調整するように構成される。LED20によって発生される赤外線の強度は、第2の搬送波周波数で変化する。搬送波周波数発生器24及び28によって用いられる第1及び第2の周波数レンジは互いに重畳しないので、第1及び第2の搬送波周波数は互いに異なるものである。

ホトダイオード22は、入力ノード32と、出力ノード34とを有している。ホトダイオードの入力ノードは、バイアス電圧源36に接続され、該電圧源はホトダイオードを逆バイアス状態に維持する。ホトダイオードの出力ノード34は、フィルタ回路網40のノード38に接続される。

フィルタ回路網40は、第1の共振回路又はフィルタ42を含み、これは、インダクタ44と、キャパシタ46と、減衰抵抗器48とを有し、これらは全てノード38と中間ノード50との間に並列に接続される。又、フィルタ回路網40は、第2の一般的に同様の共振回路又はフィルタ52を含んでおり、これは、インダクタ54と、キャパシタ56と、減衰抵抗器58とで構成され、これらの部品は、中間ノード50と、アースノード60との間に並列に接続される。

インダクタ44、キャパシタ46及び減衰抵抗器48の値は、第1共振回路42の共振周波数を確立すると共に、その共振周波数の上下に延びる第1共振回路のパスバンドの巾も確立する。インダクタ、キャパシタ及び抵抗器の値には一定の裕度があるので、共振周波数にも一定の裕度がある。然し乍ら、部品の値及び裕度は、第1共振回路の共振周波数が赤色の搬送波周波数発生器24に関連した第1周波数レンジ内となるように選択される。又、回路42のパスバンドは第1周波数

特開平1-262839 (7)

レンジ内に含まれる。従って、回路42のパスバンドは、IR搬送波周波数発生器28に関連した第2周波数レンジを実質的に除外するものである。これに対し、第2の共振回路又はフィルタ52は、発生器28に関連した第2周波数レンジ内の共振周波数と、この共振周波数の若干上下に延びるパスバンドとを有している。第2共振回路52のパスバンドは、実質的に第1の周波数レンジを除外する。フィルタ回路網40に送られる信号が多数の種々の周波数の複合信号を含んでいる場合には、ノード38と50との間に現われる第1フィルタ出力信号は、本質的に、フィルタ42のパスバンド内の周波数における電圧信号で構成される。他の周波数の信号は、これらの出力端子間に分路され、従って、ノード38および50にまたがる電圧として現われない。ノード50と60との間の電圧として現われる出力信号は、本質的に、第2のフィルタ52のパスバンド内の周波数で構成される。

第1の差動増幅器62が第1フィルタ42の

出力ノード38と50との間に接続される。増幅器62は、ノード38と50との間に現われる電圧に実質的に比例する出力電圧を供給するように構成される。第1の中間増幅器64が増幅器62の出力に接続され、該中間増幅器64の出力は、復調器66の入力に接続される。復調器66自体は、振幅変調された信号から音声周波数又は副音声周波数のベースバンド信号を復調するのに通常用いられる形式の通常のAM復調回路である。例えば、AMラジオ受信に通常用いられる形式の復調器を使用することができる。或いは又、復調器66は、発生器24からの第1搬送波周波数信号のピークと整合された時間に中間増幅器64からの信号の次々の非常に短いサンプルを取り出すように構成されたサンプリング装置であってもよい。復調器66からの出力は、上のカットオフ周波数が約10Hzであるローパスフィルタ70の入力に接続され、該フィルタ70は、この周波数よりも低い信号成分を通すと共に、このカットオフ周波数よりも上の信号成分を実質的に減衰するよう

に構成される。ローパスフィルタ70の出力は、アナログ/デジタルコンバータ72へ接続され、そしてこのコンバータはマイクロプロセッサ74へ接続される。又、ローパスフィルタ70の出力は、ハイパスフィルタ76の入力にも接続される。ハイパスフィルタ76は、約0.5Hzより低い周波数を減衰しそしてこの値より上の周波数を通すように構成される。この0.5Hzの値は、ハイパスフィルタの「コーナー」周波数を表わし、即ち、フィルタが約3dBの減衰を与える周波数を表わす。約0.5Hzより低い周波数は相当に減衰される。ハイパスフィルタ76の出力は「チャンネル増幅器」と称する増幅器78に接続され、そしてこのチャンネル増幅器78の出力はローパスフィルタ80に接続され、該フィルタはそのコーナー周波数即ち3dB減衰周波数が約10Hzである。ローパスフィルタ80の出力はサンプル/ホールド装置82へ接続され、そして該装置はアナログ/デジタルコンバータ84に接続される。このアナログ/デジタルコンバータはマイクロ

ロセッサ74に接続される。増幅器64とマイクロプロセッサとの間に接続された部品は、第1の信号処理チャンネル86を構成する。

又、装置は、第2の差動増幅器88も備えており、その入力端子は、第2のフィルタ即ち共振回路52の出力ノード50及び60に接続されている。増幅器88の出力は、第2の中間増幅器90に接続され、該増幅器は、次いで、第2の信号処理チャンネル92に接続されている。増幅器88及び90は、各々、増幅器62及び64と実質的に同様であり、一方、第2の信号処理チャンネル92は、第1の信号処理チャンネル86と実質的に同様である。従って、第2のチャンネル92は、復調器94、ローパスフィルタ96、アナログ/デジタルコンバータ98及び100、ハイパスフィルタ102、チャンネル増幅器104、ローパスフィルタ106、及びサンプル/ホールドユニット108を備えている。これらの部品は、第1の信号処理チャンネル86の対応する部品と実質的に同様である。

特開平1-262839 (8)

マイクロプロセッサ74は、種々のデジタル／アナログコンバータからデジタル電圧値、即ち表示を受け取るように構成される。以下で詳細に述べるように、マイクロプロセッサは、これらの値から患者の血液中の酸素のレベルを決定する。又、マイクロプロセッサ74は、第1図に破線で示されたフィードバック接続部を経て中間増幅器64及び90の各々と、チャンネル増幅器78及び104とに接続される。これらのフィードバック接続部を経て、マイクロプロセッサ74は、これらの増幅器の各々の利得を制御することができる。又、マイクロプロセッサ74はディスプレイユニット110にも接続されていて、該プロセッサにより計算された酸素の値がユニット110に表示されるようになっている。

同調回路120は、赤色の搬送波周波数発生器24及び第1共振回路40に関連される。同調回路120は位相検出器122を備えており、その一方の入力は中間増幅器64の出力に接続され、そしてもう1つの入力は第1の即ち赤色搬送波周

波数発生器24の出力に接続されている。位相検出器132の入力は、中間増幅器90及び第2の搬送波周波数発生器28の出力に接続される。ローパスフィルタ138の出力は発生器28の制御入力27に接続される。

本発明の一実施例による方法においては、クリップ12が患者の指14に取り付けられる。搬送波周波数発生器24、赤色LEDのドライブ26及び赤色のLED18は、LED18が第1レンジ内の第1搬送波周波数で変化する強度で赤色の光を実質的に連続的に放射するように作動される。同様に、搬送波周波数発生器28、IRのLEDのドライブ30及びIR放射LED20は、第2の所定の搬送波周波数で変化する強度で実質的に連続的に赤外線を放射するように作動される。搬送波周波数で強度が変化することはさておき、赤色光線及び赤外線は実質的に一定である。ダイオード18及び20からの光は指先を貫通してホトダイオード22へ通過する。光が指先を通過すると、光の一部が吸収され、その部分のみがホトダイオード22へ送られる。従って、指先を

通過する赤色光線及び赤外線は、各々、指先の赤色及び赤外線透過率に基づいて振幅変調される。各波長における透過率は、その波長における血液の特定の光吸収率、ひいては、血液中の酸素濃度と共に変化する。又、各波長における透過率は、患者の指先の血液の量、ひいては、患者の脈拍と共に変化する。

同様の同調回路130が第2の即ちIR搬送波周波数発生器28及び第2の共振回路52に関連されている。同調回路130は、上記回路120の対応する部品と実質的に同じである位相検出器132、スイッチ134、デジタル／アナログコンバータ136及びローパスフィルタ138を

備えている。位相検出器132の入力は、中間増幅器90及び第2の搬送波周波数発生器28の出力に接続される。ローパスフィルタ138の出力は発生器28の制御入力27に接続される。

本発明の一実施例による方法においては、クリップ12が患者の指14に取り付けられる。搬送波周波数発生器24、赤色LEDのドライブ26及び赤色のLED18は、LED18が第1レンジ内の第1搬送波周波数で変化する強度で赤色の光を実質的に連続的に放射するように作動される。同様に、搬送波周波数発生器28、IRのLEDのドライブ30及びIR放射LED20は、第2の所定の搬送波周波数で変化する強度で実質的に連続的に赤外線を放射するように作動される。搬送波周波数で強度が変化することはさておき、赤色光線及び赤外線は実質的に一定である。ダイオード18及び20からの光は指先を貫通してホトダイオード22へ通過する。光が指先を通過すると、光の一部が吸収され、その部分のみがホトダイオード22へ送られる。従って、指先を

通過する赤色光線及び赤外線は、各々、指先の赤色及び赤外線透過率に基づいて振幅変調される。各波長における透過率は、その波長における血液の特定の光吸収率、ひいては、血液中の酸素濃度と共に変化する。又、各波長における透過率は、患者の指先の血液の量、ひいては、患者の脈拍と共に変化する。

特開平1-262839 (9)

んでいる。更に、光検出器出力信号は、周囲光線を表わす直流及びちらつき周波数成分を含んでいる。又、信号は、電磁障害等を表わす他の周波数の成分も含んでいる。

光検出器の出力信号がフィルタ回路網40に供給されたときには、ノード38と50との間に現われるフィルタされた出力信号即ち電圧が、本質的に、第1の共振回路即ちフィルタ42のパスバンド内に含まれる光検出器出力信号の成分のみに対応する。フィルタされた出力信号は、前端増幅器62及び中間増幅器64によって増幅される。

共振回路部品には裕度があるので、システムが最初に始動されるときに、発生器24によって送られる第1搬送波周波数とフィルタ42の共振周波数との間に収まる程度の不整合が生じる。然し乍ら、このような不整合は同調回路120によって修正される。始動時に、スイッチ124は、デジタル/アナログコンバータ126をフィルタ128に、ひいては、発生器の制御入力25に接続する。以下で詳細に述べるように、マイクロプロ

セッサ74は、アナログ/デジタルコンバータ72を経てベースバンド信号を受け取る。この信号の振幅は、フィルタ40及び増幅器62、64を通る信号の振幅に直接関連したものである。コンバータ126を経て制御入力25へフィードバック信号を返送することにより、マイクロプロセッサは、発生器24によって供給される第1の即ち赤色光線の搬送波周波数を調整して、フィルタ42を通る信号の振幅を最大にする。この最大値が生じるのは、赤色光線の搬送波周波数がフィルタ42の共振周波数に実質的に等しいとき、ひいては、フィルタのパスバンド内になったときである。この点において、マイクロプロセッサはスイッチ124を作動し、位相検出器122をフィルタ128を経て制御入力25に接続すると共に、コンバータ126を切断する。位相検出器からの信号は、フィルタ42によって生じる位相ずれを表わす。発生器24の制御入力に送られる位相ずれ信号は、その位相ずれがゼロに減少されるまで、赤色の搬送波周波数を更に調整させる。このゼロの

位相ずれ、即ち「位相固定」状態が生じるのは、発生器24によって送られる赤色の搬送波周波数がフィルタ42の共振周波数に正確に等しくなったときである。従って、位相ずれ信号は、赤色搬送波周波数をフィルタの共振周波数に最終的に正確に同調させる。同調回路は、連続する動作中に検出器122から位相ずれ信号をフィードバックしながら位相固定状態を維持する。

同調回路130は、実質的に同様に作動して、発生器28によって送られる第2の即ちIR搬送波周波数をフィルタ52の共振周波数に合致させるように調整し、IR搬送波周波数信号をフィルタ52からの出力信号と「位相固定」状態に維持する。従って、定常動作においては、各搬送波周波数は各フィルタの共振周波数と正確に合致される。各フィルタの共振周波数はフィルタのパスバンドの中心にあるので、各搬送波周波数は1つのフィルタのパスバンド内に存在する。この定常状態においては、フィルタ42から増幅器62に送られる信号は、本質的に、第1搬送波周波数の信

号成分（赤色波長の透過度を表わす）より成る。これに対し、第2のフィルタ52を経て増幅器88へ送られる信号成分は、本質的に、第2の搬送波周波数の信号成分（指先の赤外線透過度を表わす）より成る。従って、フィルタ回路網40は、スプリアスな周囲光線及び電磁障害成分を除去すると共に、2つの搬送波周波数信号を互いに分離するように働く。

曲線F1で示されたように、増幅器62及び64を経て第1の信号処理チャンネル86へ供給される分離された増幅信号は、指先に対する変化する赤色波長透過度に基づいて変化する振幅を有し、即ち、この信号は、赤色波長の透過度で振幅変調された第1搬送波周波数の信号である。復調器66は、この変調された信号のベースバンド即ち情報内容を復帰し、ベースバンド信号をローパスフィルタ70に通す。ローパスフィルタ70は、残留搬送波周波数又はノイズ成分を除去し、ベースバンド信号を平滑化して、曲線BBRで示すような変化するベースバンド信号電圧を発生する。

特開平1-262839 (10)

このベースバンド信号電圧 $B B R$ は、指先の赤色波長透過度を表わす。この信号は、患者の脈拍周波数即ち心拍数、典型的には、約 $1 - 2 \text{ Hz}$ に等しい周波数の交流成分と直流成分とを有し、約 5 Hz (300 鼓動/分) より高い成分は有していない。

アナログ/デジタルコンバータ 72 は、赤色透過度信号 $B B R$ のデジタル表示をマイクロプロセッサ 74 に供給する。曲線 $B B R$ で示されたように、赤色透過度の交流成分即ち時間に伴う変化は、典型的に、直流成分よりも遙かに小さなものである。それ故、アナログ/デジタルコンバータ 72 によってマイクロプロセッサ 74 に送られる各々のデジタル表示即ち値は、赤色波長の透過度の直流成分の適度な近似を与える。更に、マイクロプロセッサ 74 は、アナログ/デジタルコンバータ 72 を通して捕えられた次々の値に対してデジタルローパスフィルタ作用又は平均化作用を行なうように構成され、赤色波長の透過度の直流成分に対するより正確な値を導出する。

52 により増幅器 88 及び 90 を経て供給される。この信号は、第 2 の信号処理チャンネル 92 によって処理され、ベースバンドの赤外線透過度信号 $B B I R$ を復帰すると共に、マイクロプロセッサ 74 によって更に処理されて、その信号の交流及び直流成分を復帰する。

マイクロプロセッサ 74 は、指先 16 内の血液の酸素飽和度を次の式に基づいて計算するように構成される。

$$\text{酸素飽和度} = A R^2 + B R + C$$

但し、

$$R = (A C_R / A C_{IR}) / (D C_R / D C_{IR})$$

$A C_R$ 及び $D C_R$ は、各々、赤色透過度信号の交流及び直流成分であり、

$A C_{IR}$ 及び $D C_{IR}$ は、各々赤外線透過度信号の交流及び直流成分であり、そして

A 、 B 及び C は、標準的な血液中酸素測定の結果に対しシステムの設計に適合する経験的な曲線によって決定された定数である。

ベースバンドの赤色波長透過度信号は、ハイパスフィルタ 76 にも送られ、該フィルタはその信号から直流成分を効果的に除去し、交流成分のみをチャンネル増幅器 78 に通す。チャンネル増幅器で増幅してローパスフィルタ 80 で更にフィルタし、漂遊ノイズ成分等を除去した後、増幅された交流成分はサンプル/ホールドユニット 82 へ送られる。サンプル/ホールドユニット 82 は、約 $25 - 30 \text{ Hz}$ 或いはそれ以上のサンプリングレートで交流信号をサンプリングして次々のサンプルをアナログ/デジタルコンバータ 84 へ供給するようにマイクロプロセッサ 74 によって作動される。アナログ/デジタルコンバータは、交流成分の 1 つのサンプルを各々表わす一連の次々のデジタル表示即ち値を供給する。マイクロプロセッサは、赤色透過度信号の交流成分又はピーク/ピーク値を次々の値から計算するように構成される。

全く同様に、 $I R$ 透過度を表わす第 2 の搬送波周波数の振幅変調された信号 $F 2$ が、フィルタ

マイクロプロセッサ 74 によって計算された酸素飽和度はディスプレイユニット 110 に表示される。明らかのように、本発明による装置は、例えば、システムの動作をチェックするためのテスト装置や、ベースバンド透過度信号の一方又は両方から脈拍の有無及び心拍数に関連した情報を引き出すための装置のような酸素計に通常見られる他の公知の機能を含むこともできる。マイクロプロセッサは、アナログ/デジタルコンバータ 84 を経て送られる一連のデジタル表示を監視するがごときによって、チャンネル増幅器 78 により送られる赤色透過度信号の交流成分のピークを監視することにより、心拍数を検出するようにプログラムすることができる。米国特許第 4,407,290 号に開示されたように、3 つ以上の種々の波長の光を用いることにより血液中の 2 つ以上の成分のレベルを検出することができる。この技術は、本発明によって使用することができる。これら種々の波長の各々に対して別々の搬送波周波数が用いられ、即ち、3 つの種々の波長に対して 3

特開平1-262839 (11)

つの別々の搬送波周波数を用いて、2つの種々の成分のレベルを検出することができる。

マイクロプロセッサ74は、各アナログ/デジタルコンバータ72、84、98及び100へ送られる信号をコンバータの最適な作動範囲内に維持するように増幅器64、78、90及び104の利得を制御する。例えば、コンバータ72によって送られるデジタル値即ち表示が、そのコンバータに送られる信号電圧がそのコンバータの作動レンジに近づくか又は越えることを指示する場合には、マイクロプロセッサ74は増幅器64に適当なフィードバック信号を供給してその増幅器の利得を減少させる。これに対して、コンバータ84によって送られるデジタル値が、そのコンバータに到達する信号がそのコンバータの最小作動電圧又はそれより低いことを指示する場合には、マイクロプロセッサは増幅器78の利得を増加させる。マイクロプロセッサは、各増幅器に対してなされた利得の調整を保持し、各デジタルコンバータを通して送られるデジタル値に適当な乗数を

適用する。例えば、増幅器64の利得が増加するときには、コンバータ72及び84からの値に適用される乗数が減少される。従って、マイクロプロセッサは、増幅器の利得の変化に拘りなく種々の透過度信号の交流及び直流成分として正確な値を得る。

本発明による装置及び方法で用いられる搬送波周波数は、周開光線の基本的なちらつき周波数よりは遙かに高く且つちらつき周波数の高調波よりも高いことが望ましい。然し乍ら、搬送波周波数は、電気的な外科手術装置によって生じる障害のような電磁障害に主として存在する周波数よりも低く維持されることが望ましい。約1 KHzと約10 KHzとの間の搬送波周波数が好ましい。これらの搬送波周波数は、搬送波周波数によって各信号を分離できるに充分な量だけ互いに異っていなければならない。この必要な分離は、フィルタの帯域巾によって左右される。信号を分離しそして障害を除去するためには比較的狭いフィルタ帯域巾が望ましいが、位相歪を考慮すること

によってフィルタ帯域巾の下限が設定される。各フィルタは、実質的な位相エラーを招くことなく、当該搬送波周波数の約±15 Hz内の信号を通過しなければならない。図示されたような誘導性/容量性の回路網を用いてこの±15 Hzの範囲にわたり位相エラーを約1未満にするためには、各フィルタの半電力帯域巾が約1.7 KHz以上であるのが望ましい。これは、各搬送波周波数が当該フィルタの共振周波数に正確に合致されていると仮定した場合である。上記した好ましい実施例では連続的な位相固定同調が用いられているので、このような仮定は正当である。

搬送波周波数信号の波形、ひいては、各LEDに送られる電力の波形は、正弦波であるのが好ましい。他の波形は、著しい高調波成分を含んでいる。1つの搬送波周波数の高調波成分は、他の搬送波周波数に関連したフィルタのパスバンド内に入り、従って、エラーを招くことがある。

特許請求の範囲内に規定された本発明の範囲から逸脱せずに、上記特徴の種々の変更及び組み

合わせを用いることができる。例えば、光検出器は、光電圧モードで作動するように構成されてもよいし、光電流モードで作動するように構成されてもよく、従って、上記した光検出器のバイアス電源36は除去してもよい。又、フィルタ回路網の中心ノード50は、アースされてもよい。図示された以外の構成のフィルタを用いることもできる。

同調構成の変形では、フィルタ42及び52に、固定抵抗器48及び58に代わって可変抵抗器を設けることができる。これらは、始動時に、広い帯域巾を与えるようにセットされ、システムがいったん位相固定されるとマイクロプロセッサの制御のもとで通常の値に調整される。この構成では、デジタル/アナログコンバータ126及び136を除去することができる。あまり好ましくない構成では、振幅を最大にするだけで、位相固定せずに、同調を行なうことができる。又、搬送波周波数ではなくてフィルタの共振周波数を調整することによって同調回路を動作させることができ

特開平1-262839 (12)

る。その結果（搬送波周波数と共振周波数を正確に合致させること）は同じである。あまり好ましくない構成では、フィルタが非常に厳密な裕度で作られていて搬送波周波数と共振周波数との許容できる一致を与える場合には、同調回路を除去することができる。

上記した実施例では、フィルタが2つの搬送波周波数信号を分離すると共に、前端増幅器62及び88の上流で障害を除去するように働く。あまり好ましくない実施例では、光検出器を単一の前端増幅器に接続しそして前端増幅器からの出力信号を実質的に上記したようにフィルタ回路網に供給することにより、光検出器の信号を分離の前に増幅することができる。本発明の広い観点によれば、アナログドメインのフィルタを用いることは重要ではない。従って、光検出器信号の成分は、デジタルフィルタ技術によりそれらの周波数に基づいて互いに分離することができる。特許請求の範囲に規定された本発明の範囲から逸脱せずに、上記特徴のこれら及び他の変更や組み合わせを利

用できるので、好ましい実施例の前記の説明は一例に過ぎず、本発明をこれに限定するものではないことを理解されたい。

4. 図面の簡単な説明

添付図面は、本発明の実施例により構成された装置の回路図と、そこに用いられる幾つかの波形とを示す図である。

10・・・プローブ 12・・・クリップ
14・・・指先 18、20・・・LED
22・・・光検出器（ホトダイオード）
24、28・・・搬送波周波数発生器
26、30・・・LEDドライブ
36・・・バイアス電圧源
40・・・フィルタ回路網
42・・・共振回路（フィルタ）
52・・・第2フィルタ
62、88・・・増幅器
64、90・・・中間増幅器
66、94・・・復調器
70、96・・・ローパスフィルタ

76、102・・・ハイパスフィルタ
80、106・・・ローパスフィルタ
82、108・・・サンプル／ホールド装置
72、84、98、100・・・A/Dコンバータ
74・・・マイクロプロセッサ
110・・・ディスプレイ

特開平1-262839 (13)

図面の浄書(内容に変更なし)

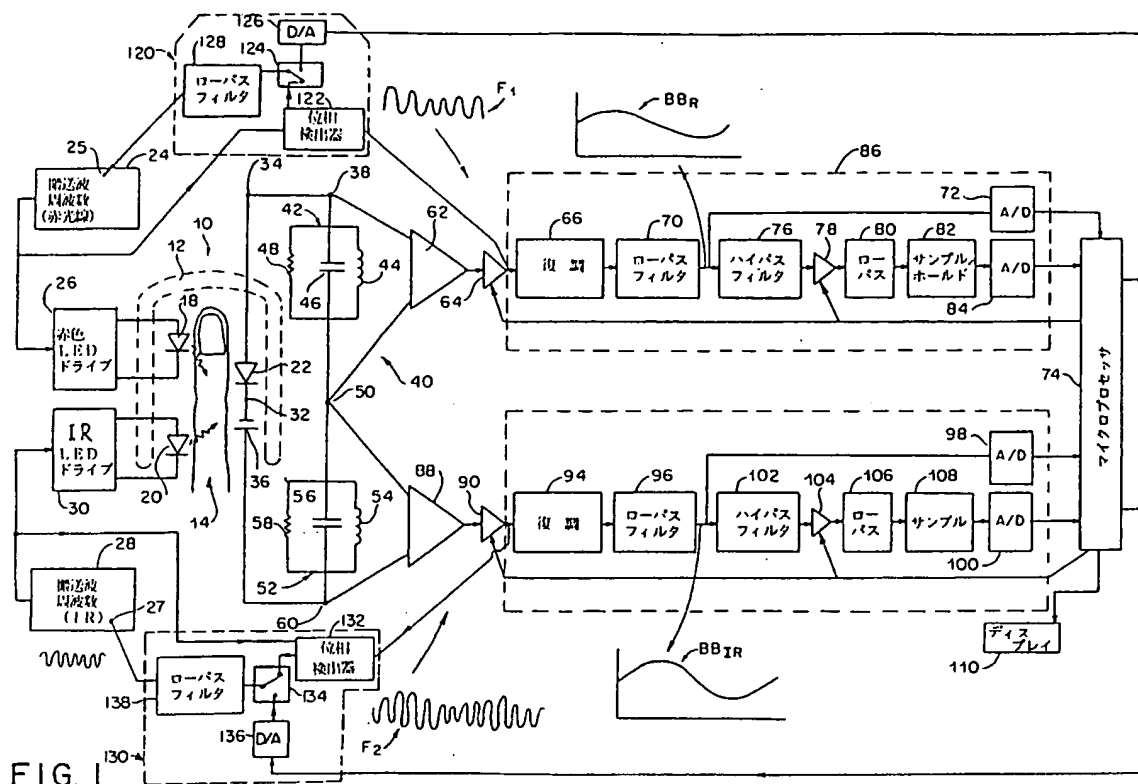


FIG. 1

手続補正書(方式)

4.17

平成元年 月 日

特許庁長官 吉田文毅殿

1. 事件の表示 昭和63年特許願第305842号

2. 発明の名称 周波数分割マルチプレクス式の血液成分監視装置及び方法

3. 補正をする者

事件との関係 出願人

名称 ザ ビーオーシー グループ
インコーポレーテッド

4. 代理人

住所 東京都千代田区九の内3丁目3番1号
電話(代) 211-8741

氏名 (5995) 弁理士 中村 稔

5. 補正命令の日付 平成1年3月28日

6. 補正の対象 全図面

7. 補正の内容 別紙のとおり

願書に最初に添付した図面の浄書
(内容に変更なし)